Einfluß von körperlicher Arbeit auf den Elasticitätszustand der Arterienwand.

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin

verfaßt und

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Rudolf Standl

Dachau

München 1939

Rudolph Müller & Steinicke, München

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Bayer. Ludwig-Maximilians-Universität zu München.

Referent:

Prof. Dr Ph. Broemser

Tag der mündlichen Prüfung:

14. 12. 38.

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Meiner lieben Mutter gewidmet!

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554006_0013

Einfluß von körperlicher Arbeit auf den Elasticitätszustand der Arterienwand.

Einleitung.

Von K. Wezler (1) wurden in einer früheren Untersuchung durch gleichzeitige Aufnahme des Subclavia-Radialis- und Femoralispulses an einer größeren Anzahl gesunder Personen verschiedenen Alters die normalen Alterskurven der Pulswellengeschwindigkeit der Aorta-Iliaca und der A. brachialis-radialis aufgestellt. Desgleichen wurde das Verhältnis der Wellengeschwindigkeit $\frac{\text{a (Armarterie)}}{\text{a (Aorta)}}$ berechnet und sein Verhalten in den einzelnen Altersstufen studiert. Es wurde dabei die physiologische Gesetzmäßigkeit festgestellt, daß der Wert des Quotienten in der Jugend am höchsten ist und mit zunehmendem Alter stetig absinkt, um etwa zwischen dem 50. und 60. Jahr durch den Wert 1,0 zu laufen. Dies bedeutet jedoch nichts anderes, als daß in diesem Alter die Wellengeschwindigkeit der Arterie von muskulärem Typ, als die die Armarterie aufgefaßt werden kann, kleiner wird als der entsprechende Wert der Arterie von elastischem Typ, als die die Aorta-Iliaca anzusehen ist. Es wurde auch damals die Abhängigkeit von zufälligen und künstlichen Blutdruckschwankungen untersucht und unter Zuhilfenahme der Frankschen Elasticitätslehre die Bedingungen erörtert, unter denen aus diesen Wellengeschwindigkeitskurven bei entsprechender Berücksichtigung des Blutdruckes und des Alters der Versuchspersonen Aussagen über die elastischen Eigenschaften der betreffenden Arterienwand bezw. über den Kontraktionszustand der Muscularis gemacht werden können. Es ließ sich schon damals zeigen, daß bei diesem Verfahren der Quotient $\frac{\text{a (Armarterie)}}{\text{a (Aorta)}}$ ein Maß für die Stärke des muskulären Tonus der Arterie darstellt. Diese Betrachtungen wurden später durch eine weitere Versuchsreihe von K. Wezler und R. Standl (2) erweitert, in der die Wellengeschwindigkeit der Beinarterie mit der des zentralen Arterienrohres verglichen wurde. Da die Alterskurve der Beinarterie erheblich steiler verläuft als die der Armarterie, wurde dann versucht, aus

diesem verschiedenen Verhalten der beiden Gefäßrohre Schlüsse bezüglich des verschiedenen Elasticitätszustandes und der Wandspannung der beiden Arteriensysteme am Lebenden zu ziehen.

In der vorliegenden Untersuchung wurde nun das verschiedene Verhalten der Pulswellengeschwindigkeit der Armarterie und der Aorta-Iliaca unmittelbar nach einer quantitativ genau dosierbaren Arbeitsleistung betrachtet und versucht, auf diese Weise die Befunde der früheren Versuchsreihen zu stützen und zu erweitern und darüber hinaus auch neue Schlüsse bezüglich des wechselnden Verhaltens des Elasticitätszustandes der großen Körperarterien am Lebenden zu gewinnen.

Methodik.

Die Untersuchungen wurden an sieben kreislaufgesunden Männern im Alter von 20 bis 25 Jahren durchgeführt. Nachdem zu Beginn jeden Versuches der Ruheblutdruck nach Korotkow bestimmt worden war, hatte jede Versuchsperson am Fahrradergometer eine bestimmte Arbeit zu leisten. Um die darnach vorgenommenen Kreislaufuntersuchungen unter den möglichst gleichen Bedingungen durchführen zu können, wurden die Versuchspersonen absichtlich nicht immer den gleichen Leistungen unterzogen, da diese ja bei den verschiedenen physischen Voraussetzungen bei den einzelnen Versuchspersonen eine durchaus verschiedene körperliche Anforderung bedeutet hätten und es daher unwahrscheinlich gewesen wäre, den annähernd gleichen Zustand des Kreislaufes zu Beginn der jeweiligen Pulsaufnahme anzutreffen. Diese Forderung schien mir vielmehr weit eher dann erfüllt zu sein, wenn die Versuchspersonen am Tretrad solange arbeiteten, bis die ersten Ermüdungserscheinungen auftraten, d. h. wenn die geforderte Leistung pro Minute nicht mehr eingehalten werden konnte, was bei der Forderung von 60 Umdrehungen in der Minute bei 3 kg Bremskraft nach 10 bis 20 Minuten eintrat. Da andrerseits die Leistung, d. h. die Arbeit pro Sekunde, in jedem Fall die gleiche war, so erschien mir die Gewähr dafür, daß die nach der Arbeit vorgenommenen Kreislaufuntersuchungen unter vergleichbaren Bedingungen stattfanden, ziemlich groß zu sein.

Nach der Arbeit hatten sich die Versuchspersonen auf einen horizontalen, gepolsterten Tisch zu legen, wo sofort die Sphygmographen an den Abnahmestellen angebracht wurden, was sich bei einiger Uebung in etwa 15 bis 30 Sekunden

	V 147			V 150			V 141			V 149			V 146			V 145			V 144		
	a Rad.	a Aorta	RR	a Rad.	a Aorta	RR	a Rad.	a Aorta	RR	a Rad.	a Aorta	RR	a Rad.	a Aorta	RR	a Rad.	a Aorta	RR	a Rad.	a Aorta	RR
N_1	6.0	4.5	100/60	6.7	4.7	110/65	7.1	4.9	110/70	6.7	5.1	110/70	6.9	5.6	110/60	6.9	6.1	125/90	8.0	6.5	125/85
N_2	6.9	5.2	135/55	7.6	5.3	145/65	7.2	5.3	140/65	6.9	5.3	140/70	8.7	7.2	170/65	9.1	7.6	180/100	9.6	7.6	170/85
N_3	6.5	5.2	125/55	7.3	5.2	140/65	7.2	5.3	130/60	6.6	4.9	135/75	Versuchsfehler			7.6	7.3	160/80	9.9	7.9	170/85
N_4	6.4	5.0	120/45	7.1	4.9	135/65	6.6	5.0	130/55	6.5	4.9	130/80	8.4	6.7	150/55	7.9	6.6	165/80	9.1	7.4	165/75
N_5	6.3	5.0	120/50	7.0	5.0	130/65	6.7	5.1	130/60	6.9	5.2	130/80	Versuchsfehler			8.3	6.9	160/70	8.4	7.3	155/75
N_6	6.3	5.2	120/50	6.5	4.8	120/65	6.3	4.7	120/65	7.0	5.5	120/85	7.7	6.5	140/55	8.0	6.7	150/70	8.3	7.0	155/75
N_7	6.0	5.2	125/60	7.1	5.2	120/70	6.3	4.6	115/70	7.0	5.4	125/80	7.6	6.1	130/60	8.1	6.6	145/75	8.2	7.2	140/80
N_8	6.0	5.1	110/55	6.6	5.0	120/65	5.7	4.3	110/65	6.9	5.2	115/80	7.0	6.0	120/70	8.5	7.2	140/80	8.2	7.2	135/80
N_9	6.2	5.2	115/60	7.4	5.6	115/65										7.5	6.5	135/90	8.2	7.5	130/85
N_{10}	6.0	5.0	110/60	6.8	4.9	115/65										7.0	6.5	130/90			

Tab. I,

durchführen läßt. Es wurden bei den Versuchen drei Pulse optisch registriert, nämlich der Puls der A. radialis am Handgelenk, der A. femoralis in der Leistenbeuge und der A. subclavia in der Fossa supraclavicularis. An Stelle der letzteren Arterie wurde auch, wenn aus den jeweiligen anatomischen Gegebenheiten heraus die Abnehmerkapsel nicht einwandfrei anzulegen war, der Puls der A. carotis in der Fossa carotica gewählt. Die Aufnahme selbst erfolgte mit dem optischen Transmissionssphygmographen nach O. Frank. Zur Zeitschreibung wurde ein Strahlenunterbrecher mit einem Intervall von $^1/_4$ Sec. benützt. Unmittelbar nach jeder der etwa 10 Sekunden dauernden Aufnahmen wurde jeweils der Blutdruck nach Korotkow gemessen und der zeitliche Abstand der einzelnen Pulsaufnahme von der Beendigung der Arbeit notiert. Im Ganzen wurden von den einzelnen Versuchspersonen 12 bis 15 Aufnahmen gemacht. Die Pulswellengeschwindigkeit wurde aus der Verspätung des peripheren Pulses gegenüber dem Subclaviapuls und aus der Entfernung der Aufnahmestellen gewonnen, die mit ziemlicher Genauigkeit der Arterienlänge gleichzusetzen sind. Einzelheiten über die Bestimmung der Wellengeschwindigkeit und über die bei der Methode bestehende Fehlerbreite sind aus Arbeiten von K. Wezler (1, 2, 5) zu entnehmen. Die Auswertung der Kurven selbst wurde an photographischen Vergrößerungen und die Messungen an den einzelnen Pulsperioden an zeitlich genau korrespondierenden Punkten vorgenommen. Zum Vergleich der Wellengeschwindigkeit des Aorten-Femoralis-Rohres mit der der Armarterie wurde der Quotient $\frac{\text{a (subclavia radialis)}}{\text{a (subclavia femoralis)}}$ gebildet.

Versuchsergebnisse.

In Tabelle I sind die sieben den Untersuchungen zu Grunde gelegten Wertepaare der Wellengeschwindigkeiten, nach a (Aorta) vor Beginn der Arbeit, geordnet, aufgetragen. Die erste Spalte jedes Versuches (V) zeigt die Pulswellengeschwindigkeit der Armarterie, die zweite Spalte die des Aorten-Femoralisrohres und in der dritten Spalte findet sich der zu jedem Versuch gehörende Blutdruckwert. Die unter der Rubrik N_1 stehenden Werte bezeichnen die Wellengeschwindigkeiten vor Beginn der Arbeitsversuche, die jeweils eine mittlere Größe darstellen und aus 2 bis 4 normalen Aufnahmen resultieren. Die Werte von N_2 ab sind nach dem Arbeitsversuch gewonnen. Während der zeitliche Abstand zwischen N_2 und N_3 in sämtlichen Versuchsreihen je 1 Minute beträgt, sind die Intervalle von N_3 ab in den einzelnen Versuchsserien nicht

genau gleich, da von einer strengen Gleichzeitigkeit kein Vorteil zu erwarten war und ich es für wichtiger hielt, immer dann eine neue Aufnahme zu machen, wenn der Kreislauf der Versuchsperson in eine neue Erholungsphase getreten zu sein schien. Die letzte Aufnahme jedes Versuches wurde 15 bis 20 Minuten nach Beendigung der Arbeitsbelastung durchgeführt.

Wie ein Blick auf Tab. I zeigt, ist die Wellengeschwindigkeit unmittelbar nach Beendigung der Arbeit in beiden Arterienrohren in sämtlichen Versuchen mehr oder weniger stark erhöht, um im weiteren Verlauf der Erholungsphase allmählich wieder abzusinken. Dies bedeutet an sich keine überraschende Tatsache, da diese Erhöhung der Wellengeschwindigkeit durch die nach der Arbeit in jedem Fall vorhandene Blutdrucksteigerung erklärt werden könnte (s. die Spalten 3 der Tab. I.). Denn wie u. a. K. Wezler (1) in einer früheren Arbeit betont hat, besteht zwischen Wellengeschwindigkeit und Blutdruck eine annähernde Proportionalität.

Ohne nun zunächst auf eine nähere Betrachtung darüber einzugehen, ob in unserem Fall tatsächlich eine solche Abhängigkeit zwischen Blutdruck und Wellengeschwindigkeit besteht, möge man einen Blick auf Tabelle II werfen. Hier sind die Quotienten $\frac{a\ (Armart.)}{a\ (Aorta)}$ für jede Versuchsperson in den senkrechten Cholummen aufgetragen. Die einzelnen Versuchsreihen selbst sind in der gleichen Weise wie in Tab. I, nämlich nach der Höhe von a (Aorta) vor Beginn der Arbeit, geordnet. Die betreffenden Quotienten sind aus den entsprechenden Werten der Tab. I. berechnet. Die jeweils unterstrichenen Werte bedeuten den niedrigsten Betrag, den der Quotient während eines Versuchs angenommen hat.

Schon ein flüchtiger Blick auf die Tabelle zeigt, daß der Quotient in der Erholungsphase die deutliche Tendenz hat, kleiner zu werden. Diese Erniedrigung des Quotienten dürfte, trotz der verhältnismäßig geringen Zahl der Versuche, einwandfrei als Realität dadurch erwiesen sein, daß in 5 von den 7 Versuchen die Erniedrigung deutlich, in den übrigen 2 Versuchen (V 149 und V 146) wenigstens die Tendenz einer Abnahme vorhanden ist, während in keinem der Versuche das Gegenteil, nämlich eine auch nur annähernd der Erniedrigung gleichwertige Erhöhung des Quotienten auftrat. Es ist ferner festzustellen, daß in keinem der Versuche der Minimalwert des Quotienten zeitlich unmittelbar nach Beendigung der Arbeit, sondern erst nach einer gewissen Erholungsdauer auftritt, die sich in den einzelnen Versuchen zwischen 10 und 18 Minuten bewegt.

	V 147	V 150	V 141	V 149	V 146	V 145	V 144
N_1	1.33	1.43	1.45	1.31	1.23	1.13	1.23
N_2	1.33	1.44	1.36	1.3	1.21	1.2	1.26
N_3	1.25	1.4	1.36	1.35	Vers.F.	1.18	1.25
N_4	1.28	1.45	1.32	1.33	1.25	1.2	1.23
N_5	1.26	1.4	1.31	1.33	Vers.F.	1.2	1.15
N_6	1.21	1.35	1.34	1.27	1.19	1.19	1.2
N_7	1.15	1.37	1.37	1.3	1.25	1.23	1.14
N_8	1.18	1.32	1.33	1.33	1.17	1.18	1.14
N_9	1.19	1.32				1.15	1.09
N_{10}	1.2	1.38				1.08	

Tabelle II.

	V 147		V 150		V 141		V 149		V 146		V 145		V 144	
	a Aorta	RR m	a Aorta	RR m	a Aorta	RR m	a Aorta	RR m	a Aorta	RR m	a Aorta	RR m	a Aorta	RR m
N_1	4.5	80	4.7	88	4.9	90	5.1	90	5.6	85	6.1	108	6.5	105
N_2	5.2	95	5.3	105	5.3	103	5.3	105	7.2	118	7.6	140	7.6	128
%	15	19	13	19	8	15	4	17	29	39	20	30	17	22

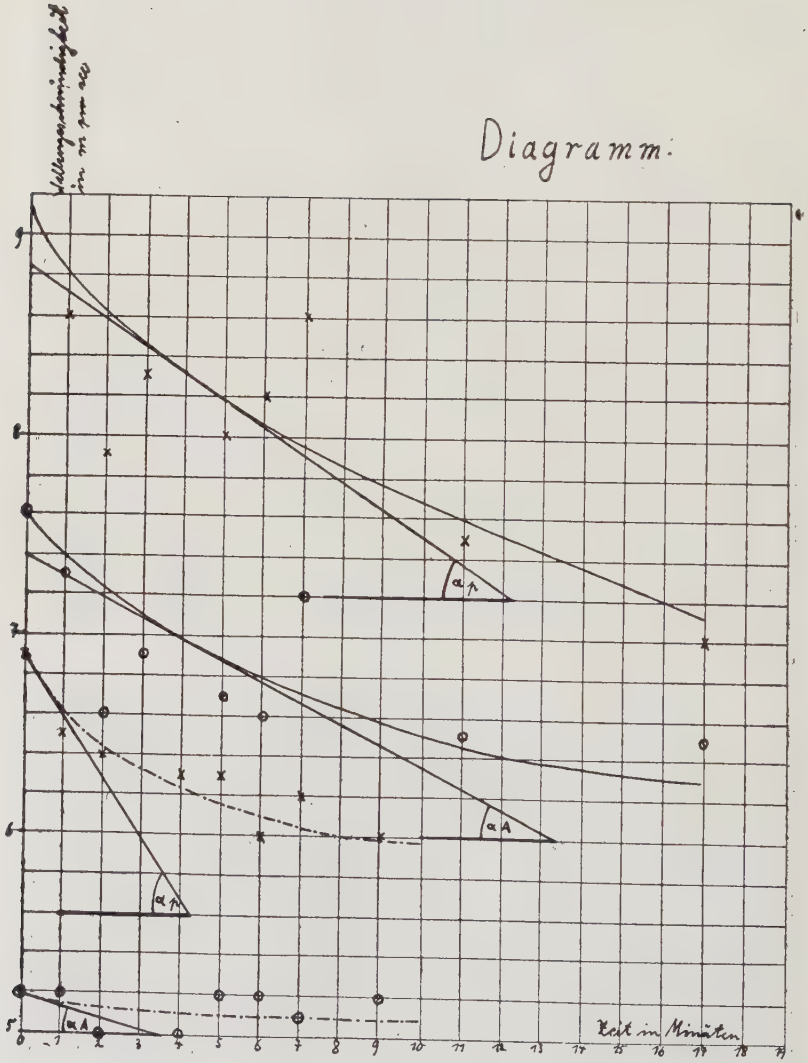
Tabelle III.

Kritik und Folgerungen aus den Ergebnissen.

Um festzustellen, durch welche Veränderung der beiden für den Quotienten maßgeblichen Größen diese Erniedrigung verursacht ist, wird man sich der genaueren Betrachtung des Verhaltens der Wellengeschwindigkeiten des peripheren Gefäßrohres bezw. der Aorta im Einzelnen zuwenden müssen. Wie schon oben erwähnt, zeigt Tabelle I, daß unmittelbar nach der Arbeit die Wellengeschwindigkeit in beiden Arterien gegenüber dem Ruhewert angestiegen war, und zwar so, daß sich die Erhöhung mit Ausnahme von zwei Fällen (V 141 und V 145) procentual fast genau gleich auswirkte. Dies zeigt auch unmittelbar ein Blick auf Tabelle II, da der Quotient in den ersten Aufnahmen nach der Arbeit, abgesehen von den vorstehend erwähnten zwei Ausnahmen, ungefähr den gleichen Wert wie vor dem Arbeitsversuch aufweist, in zwei Fällen sogar, wenn auch unbedeutend, gegenüber dem Ausgangswert erhöht ist. Dann aber zeigt sich in allen Versuchen ein bedeutend rascheres Absinken der Wellengeschwindigkeit des peripheren Gefäßes gegenüber der der Aorta. Man beobachtet sogar in einzelnen Fällen (V 147 und V 141) in der ersten Zeit der Erholungsphase überhaupt kein Absinken von a (Aorta), sondern diese zeigt die Neigung, noch längere Zeit auf der gleichen Höhe wie unmittelbar nach Abschluß der Arbeit zu bleiben. Bezeichnet man die Abnahme der Wellengeschwindigkeit mit Δ a, so ergibt sich daraus, daß Δ a (periph. Art.) in allen Fällen größer ist als das zugehörige Δ a (Aorta). Letzteres kann zu Beginn der Ruhephase annähernd gleich O gesetzt werden.

Das nebenstehende Diagramm zeigt diese Verhältnisse graphisch. Auf der Abscisse wurde die Zeit nach Abschluß der Arbeit aufgetragen, auf der Ordinate die Wellengeschwindigkeit. Je zwei gleichartig gezeichnete Kurven gehören zu einem Versuch. Bei der Darstellung wurden die zwei Versuche verwandt, die in ihrem Verhalten gewissermaßen den Rahmen für die übrigen fünf Versuche vorstellen, da nämlich der eine Versuch 147 am deutlichsten den Unterschied zwischen Δ a (periph. Art.) und Δ a (Aorta) zeigt, während bei V 145 dieses Verhältnis am geringsten ist. Die übrigen Versuche würden zwischen diesen beiden Extremen liegen. Jeweils an der Stelle des steilsten Absinkens von a (Aorta) wurden die Tangenten in den zeitlich correspondierenden Punkten gelegt, deren Winkel α zur x-Achse ein Maß für die Steilheit des Absinkens der Kurve ist, da bekanntlich folgender Zusammenhang besteht: $\operatorname{tg}\alpha = \frac{da}{dt}$

Diagramm.



Aus dieser Betrachtung geht hervor, daß das Absinken des Quotienten in der Erholungsphase auf einer relativ stärkeren Abnahme der Wellengeschwindigkeit im peripheren Gefäßrohr beruht. Mathematisch betrachtet könnte der Quotient, wenn man die nach der Tabelle ohne Weiteres als sicher anzunehmende Tatsache der Erhöhung der Wellengeschwindigkeit nach der Arbeit in beiden Arterienabschnitten als gegeben betrachtet, auch noch dadurch erniedrigt werden, daß a (Aorta) relativ stärker ansteigt als die Wellengeschwindigkeit in der peripheren Arterie, oder auch dadurch, daß a (Aorta) noch ansteigt, während a (periph. Art.) zurückgeht. Daß der erste Fall nicht zutrifft, ergibt sich aus der procentual fast gleichen Erhöhung der Wellengeschwindigkeiten in beiden Gefäßabschnitten unmittelbar nach Beendigung der Arbeit und außerdem auch aus dem oben beschriebenen Verhalten des Quotienten. Daß der zweite Fall nicht realisiert ist, ergibt besser als die Tabelle das Diagramm.

Versucht man aus diesen Ergebnissen Folgerungen über den Zustand der Arterienwand in der Erholungsphase nach Anstrengungen zu ziehen, so muß man sich dabei bewußt sein, daß solche Folgerungen bei der complexen Abhängigkeit der Wellengeschwindigkeit von verschiedenen Faktoren nur einen hypothetischen Charakter, von allerdings ziemlich hohem Wahrscheinlichkeitsgrad, tragen können. Nach Wezler (1) können Wellengeschwindigkeitsveränderungen hervorgerufen werden: 1. durch Querschnittsänderungen, 2. Durch Veränderung des Elasticitätsmoduls, 3. Durch Aenderung des Blutdruckes.

Von diesen drei Ursachen wird man zunächst den Blutdruck heranziehen, um die unmittelbar nach Abschluß der Anstrengung vorhandene Erhöhung der Wellengeschwindigkeit in beiden Arterienrohren zu erklären. Zum Vergleich benützte ich den nach der Formel $\frac{p_s + p_d}{2}$ errechneten mittleren Blutdruck, wobei die dazu notwendigen Maximal- und Minimalwerte im unmittelbaren Anschluß an eine Pulsaufnahme nach Korotkow bestimmt wurden. Obwohl, wie O. Frank und K. Wezler (6) nachgewiesen haben, bei der Korotkowschen Methode der diastolische Druck genauer wiedergegeben wird, als der systolische und damit auch genauer als der mittlere Druckwert, so sah ich mich, um eine vergleichbare Größe mit dem Ansteigen der Wellengeschwindigkeit zu haben, doch gezwungen, den mittleren Blutdruck zu verwenden, da bei den Arbeitsversuchen der diastolische Druck infolge Absinkens des peripheren Widerstandes, mit Ausnahme eines Falles

(V 145) überhaupt nicht ansteigt und in zwei Fällen (V 147 und V 141), wenn auch nur geringfügig, absinkt, während er in den übrigen vier Versuchen gleichbleibt. Auf dieses Verhalten des diastolischen Druckes bei körperlicher Anstrengung, das auch Deppe und Bierhaus (3) in einer jüngst erschienenen Arbeit feststellten, werde ich später noch näher eingehen.

Da andrerseits die Messung der Wellengeschwindigkeit in der unteren Hälfte des Druckanstieges, erfolgte, zu einem Zeitpunkt also, wo noch weitgehend der diastolische Druck vorhanden ist, so durfte das Druckminimum, falls ein Vergleich mit der Wellengeschwindigkeit erlaubt sein sollte, nicht außer Acht gelassen werden. Durch Verwendung des arithmetischen Mittels aus beiden Druckwerten dürften beide Schwierigkeiten praktisch beseitigt sein. Auch K. Wezler hat übrigens bei seinen Untersuchungen über die Beziehung zwischen Wellengeschwindigkeit und Blutdruck, die Wellengeschwindigkeit weder in Abhängigkeit vom diastolischen noch vom systolischen, sondern vom mittleren Blutdruck gesetzt.

In Tabelle III sind in der ersten Querspalte die Werte der Wellengeschwindigkeit in der Aorta und des mittleren Blutdruckes vor Beginn der Anstrengung aufgetragen. In der zweiten Reihe stehen die nach Abschluß der Arbeit gefundenen Werte und in der dritten Querspalte schließlich die procentualen Erhöhungen, die sich aus den beiden darüberstehenden Werten ergeben und die zahlenmäßig zeigen, um wie viel die Wellengeschwindigkeit bezw. der mittlere Blutdruck nach der Arbeit gegenüber dem Ruhewert angestiegen ist. Aus dieser Tabelle geht nun hervor, daß nur in zwei bis drei Fällen (V 147, V 144 und ev. auch V 150) die Erhöhung des Blutdruckes von einer entsprechenden Erhöhung der Wellengeschwindigkeit in der Aorta begleitet ist.

Nimmt man nach Wezler (1) eine lineare Abhängigkeit der Wellengeschwindigkeit vom Blutdruck an, was experimentell durch die von P.h. Broemser und O. Ranke (7) gefundenen a-p Kurven der Kaninchenaorta für einen größeren Bereich um den normalen Blutdruck bestätigt wird, so kann nur in zwei bis drei Fällen die Erhöhung der Wellengeschwindigkeit durch die Blutdruckerhöhung erklärt werden. In den übrigen vier Fällen bleibt die procentuale Zunahme von a (Aorta) gegenüber derjenigen des mittleren Blutdruckes in zwei Fällen (V 146 und V 145) um ein Drittel und in weiteren zwei Fällen (V 141 und V 149) sogar um die Hälfte zurück. Diese Tatsache läßt sich nur in der Richtung erklären, daß

durch vitale Vorgänge in der Aorta (und natürlich auch im peripheren Gefäß, denn hier ist ja unmittelbar nach der Arbeit die procentual gleiche Erhöhung der Wellengeschwindigkeit vorhanden, wie wir oben gesehen haben) einer stärkeren Erhöhung der Wellengeschwindigkeit, die an sich durch die Erhöhung des mittleren Blutdruckes zustande kommen müßte, entgegen gewirkt wird.

Um das in Tabelle III dargestellte Verhalten von Wellengeschwindigkeit und mittleren Blutdruck zu erklären, sei folgende Ueberlegung angestellt: Gemäß dem Poiseuilleschen Gesetz $\left(i = \frac{p}{w}\right)$ ist die Strömungsgeschwindigkeit proportional dem Druck und umgekehrt proportional dem Widerstand. Wie O. Frank (4) nachgewiesen hat, gilt diese Beziehung auch für den Kreislauf bei pulsierender Durchströmung. Hier ist die mittlere Stromstärke während einer Pulsperiode proportional dem mittleren Blutdrucke und umgekehrt proportional dem peripheren Widerstand. Eine Erhöhung der mittleren Stromstärke kann also entweder durch eine Verringerung des peripheren Widerstandes, oder durch eine Erhöhung des mittleren Blutdruckes, oder durch Beides zustande kommen.

Bei körperlicher Arbeit besteht nun im Organismus infolge des erhöhten Sauerstoffbedürfnisses der Muskulatur die Notwendigkeit einer Erhöhung des Minutenvolumens, also der mittleren Stromstärke. Diese Erhöhung wird, wie Deppe und Bierhaus (3) nachgewiesen haben, teilweise tatsächlich durch Verminderung des peripheren Widerstandes (dieser kann bis auf 50 % des Ruhewertes absinken) erreicht. Die von mir gefundenen Versuchsergebnisse deuten nun darauf hin, daß diese Widerstandsverminderung nicht in allen Fällen genügt, um das Minutenvolumen ausreichend zu erhöhen, sondern daß außerdem noch, falls die Notwendigkeit dafür besteht, eine Erhöhung des mittleren Blutdruckes eintreten kann. Ohne aktive Gegenmaßnahmen von Seiten des Gefäßsystems würde durch diese Druckzunahme infolge passiver Dehnung der Arterieninnenraum stärker erweitert werden. Es kann daher eine Kontraktion der glatten Gefäßmuskulatur als eine compensatorische Maßnahme gegen eine allzu starke Raumvergrößerung des arteriellen Systems betrachtet werden. Daß jedoch eine Kontraktion der Muscularis eine Abflachung der Druckwellengeschwindigkeitskurve zur Folge hat, läßt sich nach einer von Wezler (5) durchgeführten Ueberlegung folgendermaßen erklären: Die Dehnungskurve verläuft flacher beim kontrahierten Muskel als beim ruhenden. Infolgedessen

ist ein Arterienrohr, dessen Muscularis sich im kontrahierten Zustand befindet, pro Volumeneinheit dehnbarer als bei nichtkontrahierter Muskulatur. Da es nun außer Frage steht, daß bei intensiver Muskelarbeit eine Tonuserhöhung des Sympathicus, der auf die glatte Muskulatur kontraktionserregend wirkt, eintritt, und da außerdem die Pulswellengeschwindigkeit proportional der Quadratwurzel aus dem Volumenelasticitätsmodul der Arterie ist, muß bei der in unserem Fall vorhandenen Kontraktion der Muscularis die Wellengeschwindigkeit abnehmen. Außerdem werden bei einer durch Muskelkontraktion hervorgerufenen Gefäßverengerung die elastischen Wandelemente (Benninghoff) entspannt, wodurch gleichfalls der Volumenelasticitätsmodul und damit auch die Wellengeschwindigkeit erniedrigt werden muß.

Somit erscheint also das procentuale Zurückbleiben der Wellengeschwindigkeit der Aorta hinter dem Anstieg des mittleren Druckes als ein Nebenerfolg einer kompensatorischen Kontraktion der Muscularis. Ueberdies ist durch ein nur mäßiges Ansteigen der Wellengeschwindigkeit eine zu starke Zunahme der Härte des arteriellen Windkessels vermieden. Das Verhalten der Wellengeschwindigkeit, die bei körperlicher Anstrengung anscheinend in vielen Fällen hinter dem Anstieg des mittleren Blutdruckes zurückbleibt, kann also in doppeltem Sinn als zweckmäßig bezeichnet werden.

Wenden wir uns nun dem gegensätzlichen Verhalten der Wellengeschwindigkeit in Aorta und Brachialis-Radialis im weiteren Verlaufe der Erholungsphase zu, nämlich bis zu dem Zeitpunkt, in dem der Quotient ein Minimum wird. Von den Faktoren, die maßgebend an dieser Verschiedenheit der Wellengeschwindigkeiten beteiligt sind, kann der Blutdruck ohne weiteres ausgeschaltet werden. Denn in beiden Arterienrohren herrscht praktisch der gleiche Druck, da ein Blutdruckabfall zwischen Aorta und Brachialis-Radialis kaum ins Gewicht fällt und bei der Gleichzeitigkeit der beiden Messungen im Augenblick der Aufnahme für alle großen und mittleren Gefäße ein und derselbe Blutdruck angenommen werden kann. Man wird wohl nicht fehl gehen, wenn man als Ursache für dieses unterschiedliche Verhalten den verschiedenen histologischen Bau der beiden Gefäßsysteme ins Auge faßt.

Der grundsätzliche Unterschied im Bau der beiden Gefäßtypen besteht, wie allgemein bekannt, darin, daß die Aorta hauptsächlich aus elastischen Elementen, die A. brachialis-radialis jedoch fast ausschließlich aus glatter Muskulatur aufgebaut ist. Die in der Aorta eingestreuten Muskelbündel dürften nach Benninghoff lediglich die Aufgabe haben, den Gefäß-

wandtonus indirekt durch Spannung bezw. Entspannung der elastischen Fasersysteme zu verändern. Es ist ohne weiteres einzusehen, daß diejenigen Veränderungen des Gefäßtonus und der Gefäßweite, die, im Gegensatz zur passiven Beeinflussung dieser beiden Faktoren durch den Blutdruck, durch vitale Vorgänge in der Gefäßwand selbst zustande kommen, im muskulären Gefäß viel ausgiebiger sein müssen, als in einer vorwiegend elastischen Arterie. Mit anderen Worten: Aenderungen der physikalisch-elastischen Konstanten durch aktive Vorgänge in der Gefäßwand wird man im vorwiegend muskulären Gefäß in größeren Maße erwarten dürfen als in der vorwiegend elastischen Aorta-Iliaca.

In unserem konkreten Fall kann man nach diesen Ueberlegungen folgern, daß die Aorta bei den kurz nach den Anstrengungsversuchen herrschenden Bludruckverhältnissen nur beschränkt in der Lage ist, ihren Gefäßtonus zu verändern, da ihr die anatomischen Grundlagen hierfür nur in geringem Maße zur Verfügung stehen. Das periphere Gefäß jedoch zeigt eine mit dem Fortschreiten der Erholung immer deutlicher werdende, weitgehende Elasticitätsverminderung seiner Wand. Denn das Verhalten der Wellengeschwindigkeit im peripheren Gefäß kann nach den oben angestellten Ueberlegungen nur durch das Sinken des Elasticitätsmoduls erklärt werden. Praktisch läßt sich daher mit einiger Ungenauigkeit sagen: Während in der Erholungsphase nach muskulärer Anstrengung die Aorta-Iliaca längere Zeit hindurch relativ weit und starr bleibt, wird die A. brachialis-radialis verhältnismäßig eng und dehnbar.

Fragt man sich nach der Zweckmäßigkeit dieses unterschiedlichen Verhaltens, so wird man zugeben müssen, daß eine vollkommen ungezwungene und befriedigende Erklärung dafür zur Zeit noch nicht gegeben werden kann. Immerhin wäre folgende Erklärung denkbar: Da die Anstrengungsversuche auf einem Fahrradergometer vorgenommen wurden, war hauptsächlich die Beinmuskulatur beansprucht, während von den Muskeln, die die A. brachialis versorgt, keine besonderen Leistungen gefordert wurden. Der Sinn der Erholungsphase dürfte aber darin bestehen, einmal dem vorher beanspruchten Muskelgebiet Zeit für die Durchführung seiner oxydativen Restitution zu geben, wozu eine gegenüber dem Ruhezustand erhöhte Sauerstoffzufuhr nötig ist. Im Weiteren muß in der Erholung der für eine mehr oder weniger lange Zeit während der Muskelanstrengung überbeanspruchte Kreislauf ohne Belastung des Gesamtorganismus zur Norm zurückgeführt werden. Zieht man ferner in Erwägung, daß während

der Anstrengung nicht nur der Blutdruck, sondern auch, durch Entleerung der verschiedenen Blutspeicher, die circulierende Blutmenge erheblich erhöht war, so is es zweifellos als sinnvoll zu bezeichnen, wenn bei der allmählichen Reduktion der kreisenden Blutmenge, durch Verengerung eines vorher weniger beanspruchten Gefäßbezirkes ein plötzlicher und zu starker Blutdruckabfall vermieden wird.

Ueber den Zweck des gegenteiligen Verhaltens der Aorta-Iliaca, die anscheinend ihre während der Arbeit aufgetretene Gefäßweite beibehält, bezw. diese nur verhältnismäßig geringfügig einschränkt, könnte man folgende Betrachtungen anstellen: Wie schon oben erwähnt, muß nach der körperlichen Anstrengung in dem beanspruchten Muskelgebiet der oxydative Restitutionsprozeß durchgeführt werden. Würde nun, so kann man weiter folgern, das zuführende Aorten-Iliacalrohr seinen Querschnitt ebenso rasch verengern, wie wir das aus dem Verhalten der Wellengeschwindigkeit von der Armarterie schließen mußten, so wäre unter Umständen für die erholungsbedürftigen Muskeln der unteren Extremität, die auch noch nach der Arbeit notwendige vermehrte Durchblutung nicht mehr voll gewährleistet. Wenn auch ein zwingender Beweis für die Richtigkeit dieser Anschauung nicht erbracht werden kann, so wäre es immerhin denkbar, daß das merkwürdige Verhalten der Wellengeschwindigkeit in der Aorta-Iliaca seine Erklärung in dem noch längere Zeit nach der Arbeit vorhandenen, erhöhten Sauerstoffbedürfnis des beanspruchten Muskelgebietes findet.

Zusammenfassung.

Durch gleichzeitige Aufnahme der Subclavia, (Femoralis- und Radialispulses wird das Verhalten der Wellengeschwindigkeiten in der Aorta und in der A. brachialis-radialis unmittelbar nach einer körperlichen Arbeit und im Verlauf der darauffolgenden Erholungsphase untersucht.

Es zeigt sich, daß unmittelbar nach Abschluß der Arbeit die Wellengeschwindigkeit in beiden Arterienrohren gleichmäßig angestiegen ist, was durch das Verhalten des Quotienten $\frac{\text{a (Subclavia-Radialis)}}{\text{a (Subclavia-Femoralis)}}$ veranschaulicht wird, der nach der Arbeit annähernd den gleichen Wert wie in der Ruhe zeigt. Im weiteren Verlauf der Erholungsphase wird der Quotient jedoch immer kleiner, um nach einer gewissen Zeit, die in den einzelnen Versuchen verschieden ist, einen Minimalwert zu erreichen, woraufhin dann wieder ein langsames Ansteigen erfolgt.

Dieses Verhalten des Quotienten erklärt sich daraus, daß, nachdem während der Arbeit die Wellengeschwindigkeit in beiden Arterienrohren ziemlich gleichmäßig angestiegen war, in der Erholungsphase die Wellengeschwindigkeit im zentralen, elastischen Gefäß ziemlich unverändert ihren hohen Wert beibehält, während sie im peripheren, muskulären, Arterienrohr rasch absinkt und in einer verhältnismäßig kurzen Zeit den Ruheausgangswert erreicht.

Es wird daraufhin der Anstieg der Wellengeschwindigkeit mit dem Anstieg des mittleren Blutdruckes unmittelbar nach Beendigung der Arbeit verglichen. Dabei zeigt sich, daß der Blutdruck erheblich mehr als die Wellengeschwindigkeit angestiegen ist. Es wird daraus der Schluß gezogen, daß bei körperlicher Anstrengung in vielen Fällen durch vitale Vorgänge in der Gefäßwand eine Erniedrigung des Elesticitätsmoduls mit consekutiver Querschnittsverengerung eintritt.

Das unterschiedliche Verhalten der Wellengeschwindigkeit im zentralen gegenüber dem peripheren Arterienrohr wird dahin gedeutet, daß nach körperlicher Anstrengung die Aorta-Iliaca noch längere Zeit hindurch relativ weit und starr bleibt, während dem gegenüber die A. brachialis-radialis verhältnismäßig eng und dehnbar wird. Dieses Verhalten wird als zweckmäßige Entlastungsmaßnahme des Kreislaufes nach einer körperlichen Anstrengung aufgefaßt, wobei trotzdem dem vorher beanspruchten Muskelgebiet die für seine oxydative Restitution notwendig vermehrte Blutzufuhr erhalten bleibt.

Zum Schlusse ist es mir eine angenehme Pflicht, Herrn Professor Dr. Broemser meinen herzlichsten Dank dafür auszusprechen, daß er es mir ermöglicht hat, in seinem Institut zu arbeiten, und daß er die Freundlichkeit hatte, das Referat für diese Dissertation zu übernehmen.

Gleichfalls danke ich Herrn Privatdozenten Dr. Wezler für die Anleitung und Hilfe, die er mir bei der vorliegenden Arbeit zuteil werden ließ.

Literatur.

1. K. Wezler, Z. f. Kreislaufforschung 27, H. 21, (1935)
2. K. Wezler und R. Standl, Z. f. Biologie 97, H. 3, (1936)
3. B. Deppe und H. Bierhaus, Archiv f. Kreislaufforschung II, H. 9—12 (1938)
4. O. Frank, Z. f. Biologie, 37 S. 483.
5. K. Wezler, Sitzungsber. Ges. f. Morphologie u. Physiol. München 1935.
6. O. Frank und K. Wezler, Z. f. Biologie, 91, 439 (1931)
7. Ph. Broemser und O. Ranke, Z. f. Biologie, 90, 495 (1930).

Lebenslauf.

Am 22. Januar 1912 wurde ich als Sohn der damaligen Kontoristin Rosa Standl in Bochum geboren. Ich besuchte in München die ersten vier Volksschulklassen und trat dann in das Neue Realgymnasium zu München über, in dem ich im März 1932 die Reifeprüfung ablegte. Dann widmete ich mich dem Studium der Medizin an der Universität München und bestand 1934 die ärztliche Vorprüfung und im Dezember 1937 die ärztliche Staatsprüfung. Seit 1. Januar 1938 bin ich im Sanitätsdienst bei der SS-Verfügungstruppe hauptamtlich tätig. Da ich von 1. Januar 1938 bis 30. Juni 1938 zur militärischen Ausbildung nach Ellwangen kommandiert war, welche Zeit mir nicht für mein praktisches Jahr angerechnet werden konnte, ist mit meiner Bestallung erst ab 1. Juli 1939 zu rechnen.

Rudolf Standl.